

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2000-116628  
(P2000-116628A)

(43)公開日 平成12年4月25日(2000.4.25)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード* (参考)	
A 6 1 B	5/15	A 6 1 B	5/14	3 0 0 Z
	5/145			3 0 0 D
G 0 1 N	1/10			3 1 0
	27/30	G 0 1 N	1/10	U
			27/30	A
審査請求 未請求 請求項の数3 F D (全 7 頁)				

(21)出願番号 特願平10-314029

(22)出願日 平成10年10月15日(1998. 10. 15)

(71)出願人 000141897

株式会社京都第一科学

京都府京都市南区東九条西明田町57番地

(72)発明者 野田 憲正

京都府京都市南区東九条西明田町57 株式  
会社京都第一科学内

(72)発明者 松岡 史朗

京都府京都市南区東九条西明田町57 株式  
会社京都第一科学内

(72)発明者 野田 雄一郎

京都府京都市南区東九条西明田町57 株式  
会社京都第一科学内

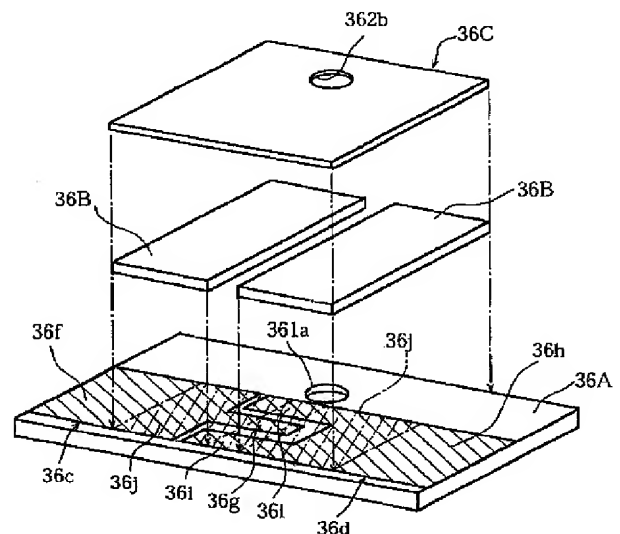
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ランセット一体型体液測定装置に使用するバイオセンサ

(57)【要約】

【課題】 出液する体液が、確実に直接貫通穴に入り込むバイオセンサを、提供する。

【解決手段】 0.2mmの厚みを持つ樹脂製絶縁シートからなる平面刺長矩形形状のベース版36Aの電極が形成される面とは相対する平行面、すなわち皮膚当接面部分をあらかじめ疎水化処理または撥水化処理等を施し、貫通穴361aを形成する。次に作用極36cと対極36dを形成し、36f、36hを残してレジスト層36jを形成する。次にスペーサー板36Bを配置し、凹溝36eが形成される。次に貫通穴362bを有するカバー板36Cを重ね合わせる。センサをこのように作製することにより、貫通穴を通して穿刺された後、出液した体液は、センサと皮膚の隙間に入り込むことなく、確実に直接貫通穴に入り込むことが可能となる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 本体と、この本体に装着して使用する装着体とを備えた体液測定装置であって、

上記装着体は、皮膚当接面と、この皮膚当接面に沿うように配置されたセンサと、尖端が皮膚当接面から突出する進出位置と尖端が皮膚当接面から没入する退避位置との間を移動可能であり、かつ弾性体によって退避位置側に付勢されている穿刺体とを備えており、

上記本体は、上記装着体が装着されたときにこの装着体が備えるセンサの各電極に接触してこれらに導通する端子、この端子を介して得られる電気信号に基づいて測定値を決定する電子回路、および、上記穿刺体を前進駆動してこの穿刺体に進出位置をとらせるための駆動機構を備えている、ランセット一体型体液測定装置であり、皮膚当接面に沿うように配置されたセンサの皮膚当接面を疎水化処理を施してあることを特徴とするバイオセンサ。

【請求項2】 前記請求項1記載の体液測定装置であって、皮膚当接面に沿うように配置されたセンサの皮膚当接面部分を疎水性材料を用いて作製したことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項3】 前記請求項1記載の体液測定装置であって、皮膚当接面に沿うように配置されたセンサの皮膚当接面内貫通孔ごく近傍周辺部に、立体遮蔽物を配していることを特徴とするバイオセンサ。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本願発明は、血中グルコース濃度（以下、「血糖値」という。）等、体液に含まれる被検知物質を測定することができ、なおかつ、皮膚からの体液採集と測定とを一体の操作によって行うことができるバイオセンサに関する。

## 【0002】

【発明の背景】糖尿病の治療には、患者の血糖値を正常範囲に保つことが必要であり、患者自らによる血糖値管理が重要な治療法である。とくに、患者自身によるインスリン注射によって血糖値を正常範囲に維持する場合には、患者自身による適宜の血糖値測定が欠かせない。

【0003】このような目的に使用する携帯型の血糖値測定装置がすでに市販されており、中でも、ランセットとセンサが一体型構造をなすものとして、例えば特願平10-166894号の特許出願がある。

【0004】この体液測定装置は、本体と、この本体に装着して使用する装着体とを備えた体液測定装置であって、上記装着体は、皮膚当接面と、この皮膚当接面に沿うように配置されたセンサと、尖端が皮膚当接面から突出する進出位置と尖端が皮膚当接面から没入する退避位置との間を移動可能であり、かつ弾性体によって退避位置側に付勢されている穿刺体とを備えており、上記本体は、上記装着体が装着されたときにこの装着体が備える

センサの各電極に接触してこれらに導通する端子、この端子を介して得られる電気信号に基づいて測定値を決定する電子回路、および、上記穿刺体を前進駆動してこの穿刺体に進出位置をとらせるための駆動機構を備えている。

【0005】測定にあたって使用者は、上記装着体を本体に装着する。皮膚当接面を指先や耳たぶ等の皮膚に押し当てながら本体の駆動機構を作動させると、退避位置にある穿刺体が進出させられてその尖端が皮膚当接面から突出し、皮膚に傷を付ける。次の瞬間弾性体の作用によって穿刺体は退避位置に戻る。装置をそのままの状態に保持しておく、皮膚から流出した血液がセンサに浸透し、センサは反応電流を出力する。この電流は電子回路によって血液中の特定成分濃度に換算され、たとえば本体表面に配置された表示器に表示される。

【0006】好ましい実施の形態においてはまた、上記装着体におけるセンサは、全体として上記皮膚当接面に沿うように延びる板状を呈しているとともに、その厚み方向の内部に内面に反応部が臨む体液通路が形成されており、かつ、この体液通路に連通するとともに上記穿刺体の尖端が通過可能な貫通穴が形成された構成を備えている。

【0007】このように構成によれば、穿刺体が通過する貫通穴とセンサ内の体液通路が連通しているため、皮膚につけた傷から流出される血液が直接的に貫通穴に入り込み、引き続いて反応部が臨む体液通路に充填させられる。

【0008】しかし、上記の特願平10-166894号の特許出願に記載の体液測定装置では、皮膚につけた傷から流出される血液が直接的に貫通穴に入り込む以外に、センサと皮膚の間にできる隙間に入り込むという問題点があった。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記従来の問題点を解決するもので、センサを改良することにより、皮膚につけた傷から流出される血液が確実に直接貫通穴に入り込むセンサを提供することを目的とする。

## 【0010】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、鋭意研究の末、装着体におけるセンサにおいて、皮膚当接面に沿うように延びるセンサの面部分を疎水化処理等を施したことを特徴とするバイオセンサである。

## 【0011】

## 【実施の形態】

【実施例1】以下、本発明の一実施例について図面を参照しつつ、説明する。図1は、体液測定装置の全体外観図、図2は、穿刺体が退避した状態における装着体の詳細を示す拡大縦断面図であり図4のII-II線に沿う断面に相当する図、図3は、穿刺体が進出した状態における装着体の詳細を示す拡大縦断面図、図4は、装着体の底

面図、図5は、センサを外した状態での装着体の底面図である。

【0012】図1ないし図3に示されるように、体液測定装置10は、本体20と装着体30とを組み合わせ使用される。本体20は、その上面にスイッチボタン類、LCD表示器22などが配置されている。この本体20の前部には筒状部21が延出形成されており、その先端部には、後に詳しく説明するキャップ状の装着体30が装着されている。また、この本体20の内部には、装着体30が備える穿刺体31を前進駆動するための駆動機構（23、32）、および、マイクロコンピュータ等の回路等が内蔵される。図1において符号23は、上記駆動機構の一部を構成し、使用者が手動によって押圧するための押圧部を示している。

【0013】図2ないし図5に装着体30の一例の詳細を示す。この装着体30は、円筒部34と、この円筒部34の先端を塞ぐように位置する底壁部35とを備える大略キャップ状をしており、その主要部分は樹脂成形によって作製される。円筒部34の内径は、本体20の前部筒状部24の外径と対応させられており、この前部筒状部24に被せるようにして簡便に装着することができる。底壁部35の外面は、使用者の皮膚に当接する皮膚当接面35aとして機能させられる。

【0014】このキャップ状の装着体30の底壁部35には、穿刺体31と、バイオセンサ36とが一体に組み込まれる。底壁部35には、円筒壁35bと底壁35cとを有する円筒状の陥没部35Aがこの装着体30の中心位置に形成され、この陥没部35Aの底壁35cには、中心孔35dが開けられている。

【0015】一方、穿刺体31は、上記中心孔35dにスライド可能に嵌合するガイド軸部31aとこのガイド軸部31aの一端に一体形成されたフランジ部31bとを有する樹脂製のガイド体31Aに金属製の穿刺針31cを一体にインサートした形態をもっており、フランジ部31bと後述する板状バイオセンサ36の上面との間に介装された弾性体37により、常時図2に示す退避位置、すなわち、フランジ部31bが陥没部35Aの底壁35cに当接する位置に向けて付勢されている。この退避位置において、ガイド軸部31aの後端は底壁35cの内側に突出した状態となり、穿刺針31cは、後述する板状バイオセンサ36の裏側に退避した状態となる。上記のように穿刺体31を退避位置に向けて付勢する弾性体37の態様としては、図2および図3に示されるように金属あるいは樹脂でできた圧縮コイルバネを用いる。

【0016】装着体30の底壁部35にはまた、上記穿刺体31が収容された陥没部35Aを覆うようにして、板状バイオセンサ36が貼着される。このバイオセンサ36は、図6ないし図8に示したように穿刺体31の穿刺針31cが通過しうる貫通穴36aと、この貫通穴36aと連通して厚みのなかを底壁部35と平行に延びる体液通路35bを備え、こ

の体液通路35bの内壁に反応部36kが形成された構成を備えている。

【0017】より具体的には、このバイオセンサ36は、上面に作用極36cおよび対極36dが膜形成された絶縁ベース板36Aと、作用極36cおよび対極36dの一部を露出させる溝36eを形成するように絶縁ベース板36A上に積層された板状スペーサ36B、36Bと、この板状スペーサ36B、36Bにさらに積層された板状カバー36Cとを備えている。以下、この板状バイオセンサ36の作製工程を説明する。

【0018】図9に示すように、たとえば0.2mmの厚みをもつ樹脂製絶縁シートからなる平面視長矩形形状のベース板36Aが準備される。このベース板36Aにおいて電極が形成される面とは相対する平行面、すなわち皮膚当接面部分を図10に示す。図10に示すように、少なくとも貫通穴361aのごく近傍周辺部363aをあらかじめ疎水化処理を行ってある。ここで言う、疎水化処理とは、水とのなじみを悪化させることである。ここで、疎水化処理するための化合物としては、樹脂製絶縁シートの表面を疎水化または撥水化できるものであれば特に限定されないが、例えばポリウレタン系樹脂、ポリアクリル系樹脂、ポリエステル系樹脂、ポリアミド系樹脂、ポリ塩化ビニル系樹脂、ポリスチレン系樹脂、フッ素系樹脂、その他ゴム変性物などが挙げられ、特に水溶性の樹脂とか吸湿性の高い樹脂でない限り、従来、インキのバインダーなどに使用されている公知の樹脂はいずれも使用することができる。また疎水化処理の方式としては、例えば上記樹脂を主成分とする液を所定の部分に浸透させた後乾燥させることによる印刷方式や撥水剤のコーティングなど公知の技術はいずれも使用することができる。このベース板36Aには、あらかじめたとえば1.5mm径の貫通穴361aが形成されている。このベース板36Aの上面には、グラファイトインクを用いたスクリーン印刷の手法により、作用極36cと対極36dとが膜状に形成される。作用極36cは、端子部となるべき端部領域36f（作用極36cに斜線のみを施した領域）から細状の突出部36gが延出形成された平面形態をもち、一方、対極36dは、端子部となるべき端部領域36h（対極36dに斜線のみを施した領域）から上記作用極36c側の突出部36gを両側から挟むように二股状に延びる突出部36i、36iをもつ平面形態をもっている。貫通穴361aは、対極36dの一方の突出部36iと近接して位置している。

【0019】次に、作用極36cおよび対極36dの各突出部36g、36i、36iが縦方向に並ぶ帯状領域と、作用極36cおよび対極36dの各端部領域36f、36hを残してレジスト層36j（実線と一点鎖線で斜線を施した領域）を印刷形成する。

【0020】続いて、上記レジスト層36jに重ねるようにして、レジスト層36jと同等の平面形状を有するスペーサ板36B、36Bを配置する。このスペーサ板36Bとし

ては、たとえば厚み0.2mmの樹脂製の板が採用され、表裏面に粘着剤層を設けた両面テープ態様のものが使用される。これにより、スペーサ板36B、36Bで挟まれる凹溝36eが形成され(図8参照)、かつこの凹溝36eの底部の帯状の領域に上記作用極36cと対極36dの各突出部36g、36i、36iが並んで露出する格好となる。なお、上記凹溝36eの幅は、たとえば1.5mm、長さはたとえば3mmに設定される。

【0021】次に、上記凹溝36eの底部の帯状の領域に、図8に良く表れているような反応試薬層36kを形成する。血糖値測定用のセンサとして構成する場合、この反応試薬は、酸化酵素であるグルコースオキシターゼおよびメディエータとしてのフェリシアン化カリウムを含むものが採用される。反応試薬層36kはたとえば分注法により形成される。

【0022】次に、図9に示したように各スペーサ板36B、36Bに重ねるようにして、上記ベース板36Aの貫通孔36laと対応する貫通孔362bを有する平面視矩形状のカバー板36Cを重ね合わせてこのバイオセンサ36が完成する。すなわち、図6ないし図8に表れているように、上記ベース板36Aとスペーサ板36B、36Bとで形成された凹溝36eをカバー板36Cで塞ぐことによって縦方向に延びる断面横長矩形状の体液通路36bが形成され、かつ、この体液通路36bの内面に、作用極36cおよび対極36dに接触する試薬層36k(反応部)が形成され、かつ、この体液通路36bはこの板状バイオセンサ36の貫通穴36aに連通させられることとなる。また、体液通路36bにおける上記貫通穴の位置と反対側は、開放させられており、後述するように貫通穴36aを介してこの体液通路36bないし反応部36kに毛管現象によって体液(血液)が導入されるのを促す。

【0023】上記のように形成された板状バイオセンサ36は、図2に良く表れているように装着体30の底壁部35に、穿刺針31cの位置とバイオセンサ36の貫通穴36aの位置とが一致するようにして貼着される。なお、図4および図5に表れているように、装着体30の底壁部35には、バイオセンサ36のベース板36Aの両端部に露出する作用極36cおよび対極36d用の端子部36f、36hと対応する丸穴362c、362dが形成されている。この丸穴362c、362dは、装着体30を本体20に装着したときに、本体20側のコネクタピン25a、25aの先端を上記端子部36f、36hに接触させるためのものである。装着体30の底壁部35にはまた、バイオセンサ貼着領域を挟むようにして弓形の開口36m、36mが形成されている。

【0024】本体20には、図2および図3に示したように上記押圧部23によって押圧駆動される押圧ロッド32がその軸線方向(図中に矢印で示した方向)に移動可能であり、かつバネによって常時後方側に付勢されながら組み込まれて駆動機構23、32が構成されている。

【0025】次に、上記構成を備える体液測定装置10の

使用方法ないし動作を図1ないし図4を参照しつつ説明する。

【0026】体液測定装置10の使用にあたって使用者はこの装着体30を本体20の筒状部21に装着する(図1参照)。

【0027】装着体30の底壁部35の表面、すなわち皮膚当接面35aを患者の皮膚の適当な部位、たとえば指先や耳たぶに押し当てた状態で、押圧部23を押下する。そうすると、本体20の内部の押圧ロッド32の先端が穿刺体31のガイド軸部31aの後端部を押し、押圧ロッド32が装着体30の陥没部35Aの裏側に当接するまでのストロークをもって穿刺体31を弾性体37の弾力に抗して前方に押し出す。このとき、穿刺体31の穿刺針31cは、バイオセンサ36の貫通孔36aをとってバイオセンサ36の下面、すなわち、皮膚当接面35aから所定長さ突出する(図3の状態)。押圧部23への押圧を解除すると、押圧ロッド32はバネの弾力によって元の位置まで復帰動し、また、穿刺体31もまた弾性体37の弾力によって穿刺針31cが皮膚当接面35aから没入する退避位置まで復帰する(図2の状態)。

【0028】皮膚当接面35aからの穿刺針31cの突出により、皮膚に適度な傷がつけられる。この傷から流出した血液は、皮膚とセンサの隙間に入り込むことなく確実に直接貫通孔36aに進入し、バイオセンサ36内の体液通路36bに導入させられる。

【0029】

【実施例2】実施例1と同様の体液測定装置において、板状バイオセンサ36の作製工程における36Aの部分を以下に説明するように変更する。

【0030】図9に示すように、たとえば0.2mmの厚みをもつ疎水性シートからなる平面視長矩形状のベース板36Aが準備される。ここでいう疎水性シートとは特に限定されるものでないが、例えば、アクリルシート、ウレタンシート等の公知の疎水性シートはいずれも使用することができる。さらに、用いた疎水性シートが絶縁性を持たない場合には、例えばレジストインクを用いたスクリーン印刷の手法や絶縁シート、例えばポリエチレンテレフタレートシートなどを接着剤などにより、張り合わせることで、絶縁性を持たせることができる。

【0031】上記のようにして作製された、ベース板36Aを用いて、実施例1と同様に、体液測定装置に装着し、体液測定装置を動作させ、穿刺を行う。

【0032】傷から流出した血液は、皮膚とセンサの隙間に入り込むことなく確実に直接貫通孔36aに進入し、バイオセンサ36内の体液通路36bに導入させられる。

【0033】

【実施例3】実施例1と同様の体液測定装置において、板状バイオセンサ36の作製工程における36Aの部分を以下に説明するように変更する。

【0034】図9に示すように、たとえば0.2mmの

厚みをもつ樹脂製絶縁シートからなる平面視長矩形形状のベース板36Aが準備される。このベース板36Aには、あらかじめたとえば1.5mm径の貫通孔361aが形成されている。このベース板36Aにおいて電極が形成される面とは相対する平行面、すなわち皮膚当接面部分を図10に示す。図10に示すように、貫通孔361aのごく近傍周辺部に、立体遮蔽物363aを配してある。ここでいう立体遮蔽物とは、例えばOリングなどで、傷から流出した血液の拡散を遮断することを目的としている。

【0035】上記のようにして作製された、ベース板36Aを用いて、実施例1と同様に、体液測定装置に装着し、体液測定装置を動作させ、穿刺を行う。

【0036】傷から流出した血液は、皮膚とセンサの隙間に入り込むことなく確実に直接貫通孔36aに進入し、バイオセンサ36内の体液通路36bに導入させられる。

【0037】

【発明の効果】このように本発明によれば、上記体液測定装置10を用いて、装着体30の前面の皮膚当接面35aを患者の指先や耳たぶ等に押し当てた状態を保持しつつ、穿刺針31cを突出させるという操作をおこなうと、体液が皮膚とセンサの隙間に入り込むことなく、血糖値等の体液測定を適正に行うことができる。

【0038】もちろん、この発明の範囲は上述した実施形態に限定されることはない。実施形態では、血糖値を測定するためのものとして説明されているが、測定対象は血糖値に限定されない。

【図面の簡単な説明】

【図1】本願発明に係る体液測定装置の全体外観図である。

【図2】穿刺体が退避した状態における装着体の詳細を示す拡大縦断面図であり、図4のII-II線に沿う断面に相当する図である。

【図3】穿刺体が進出した状態における装着体の詳細を

示す拡大縦断面図である。

【図4】装着体の底面図である。

【図5】バイオセンサを外した状態での装着体の底面図である。

【図6】バイオセンサの平面図である。

【図7】図6のVII-VII線に沿う断面図である。

【図8】図7における一点鎖線で囲まれた領域の拡大図である。

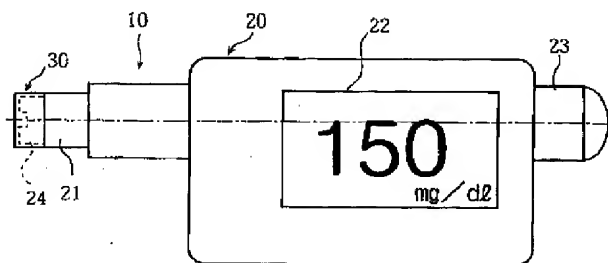
【図9】バイオセンサの分解斜視図である。

【図10】バイオセンサの皮膚当接面図である。

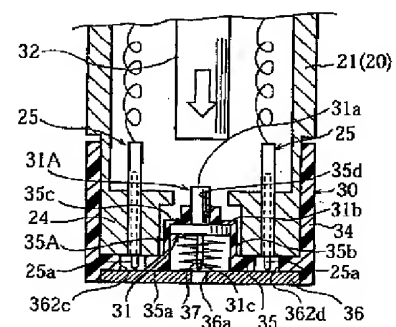
【符号の説明】

- 10 体液測定装置
- 20 本体
- 23 押圧部（駆動機構を構成する）
- 25a コネクタピン（本体の端子としての）
- 30 装着体
- 31 穿刺体
- 32 押圧ロッド（駆動機構を構成する）
- 33 電子回路
- 35a 皮膚当接面
- 36 バイオセンサ
- 36A ベース板（バイオセンサを構成する）
- 36B スペーサ（バイオセンサを構成する）
- 36C カバー板（バイオセンサを構成する）
- 36a 貫通孔（バイオセンサの）
- 36b 体液流路（バイオセンサの）
- 36c 作用極（バイオセンサの）
- 36d 対極（バイオセンサの）
- 36e 溝（バイオセンサの）
- 36k 反応部（バイオセンサの反応試薬層）
- 36f, 36h 端子部（センサの電極としての）
- 37 コイルバネ（弾性体としての）

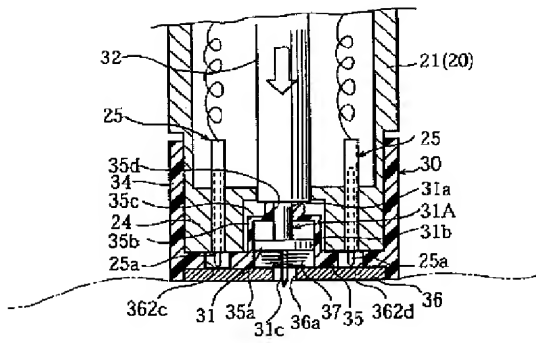
【図1】



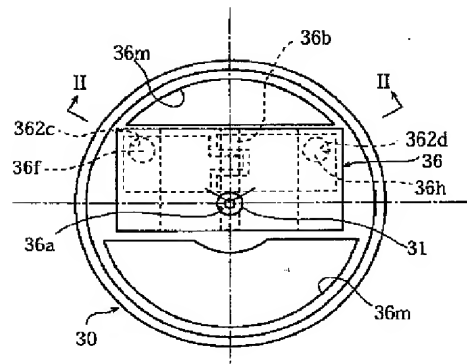
【図2】



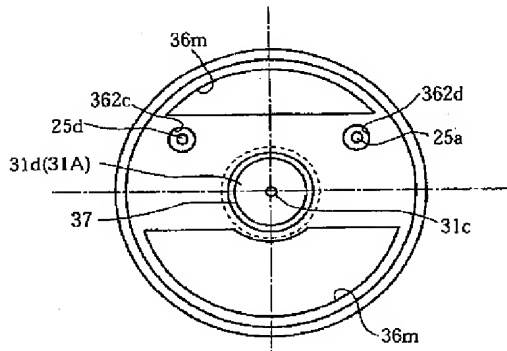
【図3】



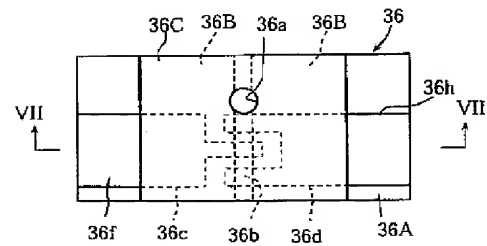
【図4】



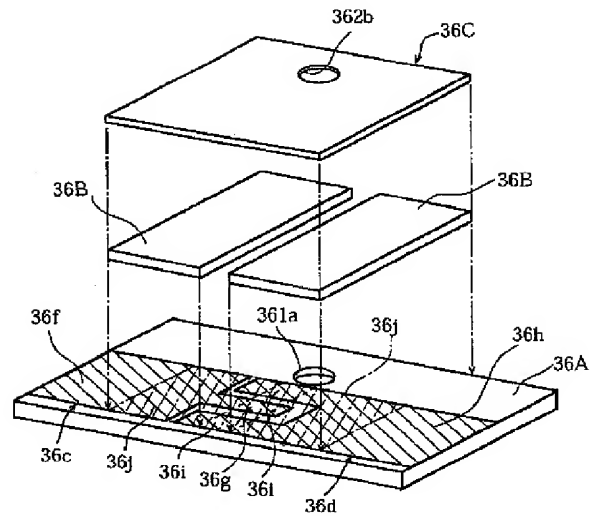
【図5】



【図6】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 勝木 幸治  
京都府京都市南区東九条西明田町57 株式  
会社京都第一科学内

(72)発明者 浜本 勝美  
京都府京都市南区東九条西明田町57 株式  
会社京都第一科学内  
Fターム(参考) 4C038 KK10 KL01 KX04 KY01 KY04  
UE05